Aus dem Medizinischen Strahleninstitut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. W. Frommhold

DIE BESTIMMUNG DES GALLENBLASENVOLUMENS AUS DEM RÖNTGENBILD

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard–Karls–Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

ANDREAS GÜNTER OCHS
aus Karlsruhe

1978

Aus dem Medizinischen Strahleninstitut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. W. Frommhold

DIE BESTIMMUNG DES GALLENBLASENVOLUMENS AUS DEM RÖNTGENBILD

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard–Karls–Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

ANDREAS GÜNTER OCHS
aus Karlsruhe

1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. H.– E. Hoffmeister

Berichterstatter: Professor Dr. W. Frommhold

---

gedruckt bei Hans - Joachim Köhler , Reprografischer Betrieb , 74 Tübingen

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

		Seite
1	Aufgabenstellung	1
2	Methode des Geräts	4
	2.1. Bestandteile des Geräts 2.2. Mathematische Grundlagen 2.3. Hinweise zum Gebrauch	
3	Vorversuche	8
4	Aufnahmeverfahren der Testserie	10
5	Auswertung der Ergebnisse der "Gerätevolumenbestimmung"	12
6	Auswertung der Winkelaufnahmen	18
7	Verfahren zur Bestimmung des absoluten Volumens mit einer Aufnahme	24
8	Die Rolle des Abbildungsmaßstabs	26
9	Schwierigkeiten mit Formvarianten	27
10	Zeitvergleich mit einzelnen Methoden	28
11	Vergleich mit einigen anderen Verfahren zur Volumenbestimmung	29
12	Prinzipielle Schwierigkeiten	32
13	Zusammenfassung	33
14	Literaturverzeichnis	34

1 Aufgabenstellung

Schon bald nach Einführung der Röntgenstrahlen für diagnostische Zwecke in der Medizin begannen sich eine ganze Reihe von Autoren für das Messen von Längen und Volumina dargestellter Organe auf dem Röntgenbild zu interessieren. Besonders das Herzvolumen sollte bestimmbar werden. So schnitt Lysholm (Hinweis aus einer Arbeit von Fuchs und Bayer 1953 (8)) mit einem in Richtung des Zentralstrahles der Röntgenröhre gespannten Draht unter Durchleuchtung aus einem Tonklumpen die Herzkonturen heraus. Palmieri 1920 (19) fertigte Pappschablonen an, nach denen er Tonmodelle formte und deren Volumen durch Wasserverdrängung bestimmte.
Fuchs und Bayer 1953 (8) bestimmten das Herzvolumen, indem sie mehrere Schichtaufnahmen des Herzens anfertigten, das Volumen der so entstehenden Scheiben errechneten, addierten und so auf das gesamte Herzvolumen schloßen.
Das Volumen der Gallenblase vor und nach Gabe einer Reizmahlzeit rückte ebenfalls bald in den Blickpunkt des Interesses. Boyden 1926 (2) und später Siffert de Paula e Silva 1949 (26) legten erste Verfahren vor. Schon damals kritisierte Siffert die Kollegen, die sich bei der Gallenblasenbefundung nicht an das Verfahren von Boyden hielten und warnte: "Ohne eine adäquate Methode von Maßen und Zahlen verlieren sich diese (die diese Methode nicht nutzen) auf dem glatten Feld von Beifügungen und verschiedenen subjektiven Eindrücken."
Wie berechtigt diese Warnung war, zeigt Hoppe 1963 (9): "Insbesondere bei großen Gallenblasen imponieren 30 % ige Volumenminderungen ohne Messung der Fläche noch als negativer Reflex. Dabei sind die Ausstoßvolumina, verglichen mit den normal großen Gallenblasen, gleich groß."

König 1971 (12) ließ eine Reihe von Cholezystographien sowohl visuell als auch meßtechnisch auswerten. Dabei wurden durch alleinigen visuellen Vergleich vor und nach Gabe einer Reizmahlzeit 10,6 % falsch positive Befunde erhoben.

Diese Ergebnisse deuten an, wie wichtig die metrische Beurteilung von Cholezystographien ist.

Die Gründe für die nur geringe Verbreitung von Verfahren zur Volumenbestimmung nannte Frommhold 1965 (22): " Röntgenologische Methoden zur Bestimmung des Gallenblasenvolumens sind mehrfach angegeben worden, haben aber besonders wegen der unausbleiblich großen Fehlerbreite kaum Bedeutung erlangt." Ein anderer Grund ist der relativ hohe Zeitaufwand, der für die meisten Verfahren notwendig ist. Fast alle Verfahren machen eine Planimetrie des abgebildeten Gallenblasenschattens notwendig. Nicht überall steht ein Planimeter zur Verfügung, sodaß nur das mühsame Auszählen von superponierten Rastereinheiten übrig bleibt.

Wieser 1954 (27) gab ein Verfahren an, das mit den Flächen des Gallenblasenschattens von jeweils zwei Aufnahmen (posterior-anteriorer und seitlicher Strahlengang) arbeitet. Es folgen 1956 Paschetta und Lecomte (20), 1963 Hoppe (9), ebenfalls auf planimetrischer Grundlage. 1976 geben König und Rauh (10) eine Formelsammlung heraus, aus der für verschiedene geometrische Körper Annäherungsformeln zur Volumenbestimmung enthalten sind.

Mit der Arbeit von Saakel und Heuck 1975 (21) wird ein neuer Weg beschritten, der hinsichtlich Zeitaufwand und Genauigkeit für die Volumenbestimmung aus dem Röntgenbild geeignet zu sein scheint. Die Autoren geben bei Herzmodellen einen Fehler von nur 3 % an.

Aufgabe dieser Arbeit soll deshalb sein, die Brauchbarkeit dieses neuen Gerätes für die Volumenbestimmung der Gallenblase zu prüfen. und Vergleiche mit bisherigen Methoden anzustellen.

Dazu wird auf die Schwierigkeiten eingegangen, die bei der Bestimmung des absoluten Volumens der Gallenblase entstehen. Ergänzend soll diskutiert werden, wieviele Aufnahmen für eine exakte Bestimmung notwendig sind. Ein Kapitel wird der Schwierigkeit der Volumenbestimmung bei Sonderformen und Sonderpositionen der Gallenblase gewidmet. Auch die Anwendungsmöglichkeit der relativen Volumenbestimmung vor und nach Gabe einer Reizmahlzeit wird mit der absoluten Bestimmung verglichen.

Ein Kapitel beschäftigt sich mit dem Zeitaufwand der einzelnen Methoden, denn gerade der große Zeitaufwand ist ein wesentlicher Grund für die geringe Verbreitung der bisher angegebenen Methoden.

2 Methode des Geräts

Saakel und Heuck 1975 (21) beschreiben ein Gerät, mit dem die Volumenbstimmung von Organen aus dem Röntgenbild ermöglicht wird. Im Folgenden soll dieses Gerät, das inzwischen bereits in der zweiten Generation vorliegt, näher erläutert werden. Hinzu kommen Hinweise zum praktischen Gebrauch.

2.1. Die Bestandteile des Geräts

Das Gerät besteht aus einem Koordinatentableau, einem Kleinrechner, einem Interface und einem Kassettenrecorder als Speichermedium. Auf dem Band des Kassettenrecorders ist das Programm für die Volumenbestimmung gespeichert. Es wird vor der eigentlichen Volumenbestimmung eingelesen. Auf diesem Magnetband stehen auch Programme zur Flächenbestimmung und Umfangsmessung zur Verfügung. Das Gerät wurde so ausgelegt, daß ein handelsüblicher preiswerter Kleinrechner Verwendung findet, der fest in das Gerät integriert wurde. Der Rechner benötigt eine kleine Speicherkapazität von etwa 20 Speicherstellen. Ferner werden die

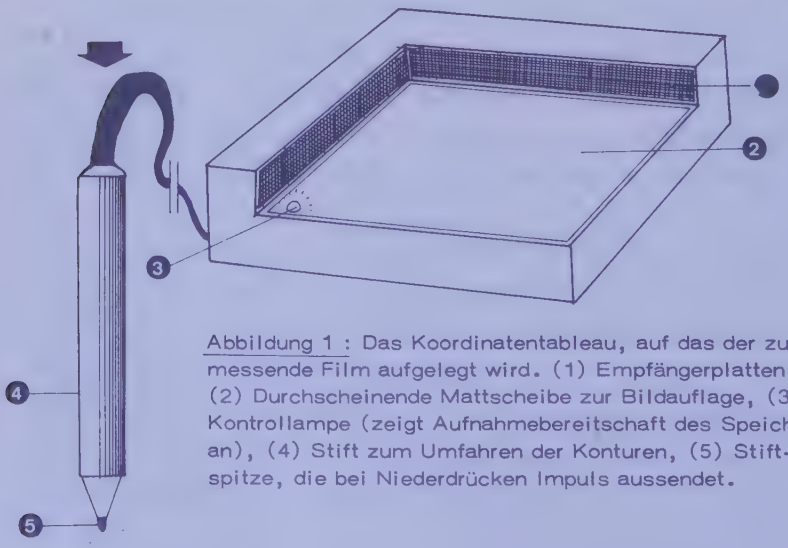

Abbildung 1 : Das Koordinatentableau, auf das der zu messende Film aufgelegt wird. (1) Empfängerplatten, (2) Durchscheinende Mattscheibe zur Bildauflage, (3) Kontrollampe (zeigt Aufnahmebereitschaft des Speichers an), (4) Stift zum Umfahren der Konturen, (5) Stiftspitze, die bei Niederdrücken Impuls aussendet.

vier Grundrechenarten sowie die trigonometrischen und Exponentialfunktionen benötigt.

Das eigentliche Arbeitsgerät ist das Koordinatentableau (Abbildung 1). Auf die von rückwärtig beleuchtete Mattscheibe wird das auszuwertende Röntgenbild gelegt. Ein Griffel, der mit dem Koordinatentableau verbunden ist, dient zum Eingeben der Fixpunkte, die beim Umfahren der Kontur des zu bewertenden Organs gewonnen werden. Will man einen Punkt der Kontur eingeben, so drückt man den Griffel nieder, wobei die Spitze des Griffels einen Impuls aussendet. Dieser Impuls wird von Empfängersensoren aufgenommen, die in Form eines Koordinatensystems jedem Meßpunkt des Meßrasters des Aufnahmetableaus zugeordnet sind. Die Lage des eingegebenen Punktes auf dem Koordinatentableau ist damit genau bestimmt, da jedem Punkt ein Wert auf der Ordinate wie auf der Abszisse zugeordnet ist. Auf der Mattscheibe befindet sich eine Leuchtanzeige, die aufleuchtet, wenn der nächste Meßpunkt eingegeben werden kann. Dies ist bei der Volumenbestimmung etwa alle 6 Sekunden möglich.

2.2. Mathematische Grundlagen

Das Rechenverfahren beruht nach Saakel und Heuck 1975 (21) auf der Anwendung der Guldin´schen Drehkörperregel, die besagt, daß der Rauminhalt eines Drehkörpers gleich dem Produkt aus erzeugender Fläche und dem Umfang des Schwerpunktkreises bei Rotation ist. Es wird zunächst für einfache geometrische Körper gezeigt, wie sich das Volumen unter Anwendung der obengenannten Regel bestimmen läßt, wenn eine beliebige Achse durch diese Körper gelegt wird.

Da viele Körperorgane nicht durch rotationssymetrische Körper approximierbar sind, wird eine zweite zur ersten Aufnahme orthograde Aufnahme zu Hilfe genommen. Aus beiden Einzelwerten wird dann ein Mittelwert errechnet, der numerisch zwischen arithmetischem und geometrischem Mittelwert liegt.

2.3. Hinweise zum Gebrauch

Nach Inbetriebnahme des vorgestellten Gerätes wird zunächst das Steuerprogramm eingelesen. Sodann erfolgt die Eingabe des Vergrößerungsfaktors, der besonders bei der absoluten Volumenbestimmung von großer Wichtigkeit ist, da er in der dritten Potenz das Volumen beeinflußt. Da der Focus-Filmabstand der Röntgenaufnahme bekannt ist, muß also noch die Tiefenlage, das heißt der Abstand Organ-Körperoberfläche, des zu untersuchenden Organs bekannt sein. Geeignete Methoden werden dazu diskutiert.

Den nächsten Schritt bildet die Festlegung und Eingabe der Organachse. Dazu wird eine Gerade auf dem Röntgenfilm gewählt, die das zu untersuchende Organ etwa in Hälften aufteilt. Anschließend wird das Röntgenbild auf das Koordinatentableau gelegt und fixiert. Mit dem Meßgriffel wird die Organachse durch zwei Punkte digital gespeichert. (Abbildung 2) Die optische Anzeige zeigt jeweils an, wann das Gerät für eine erneute Aufnahme bereit ist. Ist dies geschehen, beginnt man mit dem Umfahren der Randkontur des dargestellten Organs. Ausgehend vom cranialen Pol des Organs, wo sich Organkontur und Bezugsachse schneiden, gibt man dann weitere Punkte der Randbegrenzung ein. Gerade Strecken der Randkontur werden nur mit Anfangs - und Endpunkt der Geraden eingegeben. "Dellen" und Kanten sollten mit kleineren Schritten eingegeben werden, dadurch erhöht sich die Genauigkeit.

Ist auf diese Weise die Kontur umfahren und damit alle Punkte der Randbegrenzung des Organs vollständig eingegeben, gibt man noch einen auf dem Koordinatentableau markierten roten Punkt außerhalb des Röntgenfilms ein. Dies beendet die Randumfahrung und startet das Programm der Volumenberechnung. Nach wenigen Sekunden wird das Ergebnis angezeigt und auf Wunsch ausgedruckt.

Wichtig ist, daß die zuvor auf dem Röntgenfilm eingezeichnete Achse beim Auflegen auf das Koordinatentableau nicht in den Winkel weist, den

die beiden Empfängerplatten miteinander bilden. Es könnten dadurch größere Fehler entstehen. Am besten legt man die Achse so auf das Koordinatentableau, daß sie zu einer Empfängerplatte parallel, zur anderen senkrecht liegt.

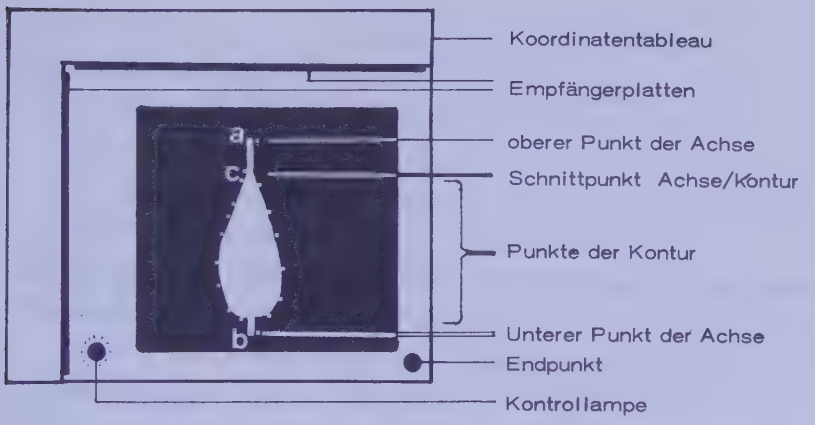

Abbildung 2 zeigt das Vorgehen auf dem Koordinatentableau: Oberer (a) Punkt der Achse und unterer (b) Punkt der Achse werden mit dem Griffel eingegeben. Dann folgt die Umfahrung der Kontur des Organs, beginnend am Schnittpunkt der Achse mit der Begrenzung. (c) Beendet wird die Messung mit Eingabe des Endpunktes, wodurch die Volumberechnung in Gang gesetzt wird. Die Kontrollampe zeigt jeweils an, wann der nächste Punkt eingegeben werden kann.

3 Vorversuche

Obwohl in vorausgegangenen Arbeiten Wachs- oder Tonmodelle zur Prüfung einer Volumetriemethode herangezogen wurden, sollte zuerst gezeigt werden, ob sich Unterschiede des Volumens bei verschiedenen Materialien ergeben.

Verwendung fanden: Ein Plastilinmodell mit V= 80 cm^3, dessen Volumen durch Wasserverdrängung bestimmt wurde, eine Gummiblase (handelsübliches Kondom), das mit 80 cm^3 wasserlöslichem Kontrastmittel gefüllt wurde (im Verhältnis 1:1 mit Wasser verdünnt). Zusätzlich wurde eine Leichengallenblase verwendet, die ebenfalls mit 80 cm^3 Flüssigkeit gefüllt werden sollte, doch nur 65 cm^3 fasste. Gleich nach der Entnahme wurde die Leichengallenblase tiefgefroren. Für die Röntgenaufnahme wurde sie aufgetaut, die Blasengalle entfernt und der Ductus cysticus mit einer dicken stumpfen Kanüle sondiert. Von mehreren Gallenblasen eignete sich schließlich nur eine für die weiteren Versuche, da die übrigen durch die Manipulationen undicht wurden. Bei der geeigneten Gallenblase wurde nach Einführen der Kanüle das Ende des Infundibulums mit Faden umwickelt, um den Kanülenansatz abzudichten. Mit Einmalspritzen wurde dann die Kontrastmittelverdünnung injiziert. Die unten aufgeführten Ergebnisse zeigen, daß es ohne Nachteil möglich ist, Plastilinmodelle zu verwenden. Ferner zeigt sich schon bei diesen wenigen Aufnahmen, wie genau die Methode nach Saakel und Heuck arbeitet. Diese Erkenntnisse vereinfachen die weitere Arbeit wesentlich, da sich Gummiblasen oder Leichengallenblasen nicht ohne Verwindung in schrägen Winkelstellungen aufhängen lassen. Ferner können Gummiblasen und Leichengallenblasen nicht über längere Zeit verwendet werden, da sich zwangsläufig ihr Volumen ändert. Plastilinmodelle können unbeschränkt aufbewahrt und mit einem dünnen Draht fixiert werden, wodurch eine genaue Aufhängung möglich wird.

Ergebnisse der Vorversuche: (Die Werte wurden aus drei Bestimmungen gemittelt.)

Material	wahres Volumen	Volumenmeßgerät [1]	Vol.-Planimetrie [2]
Plastilinmodell	80,0 cm^3	80,4 cm^3 (+0,4%)	85,9 cm^3 (+7,4%)
Gummiblase	80,0 cm^3	81,8 cm^3 (+2,3%)	75,8 cm^3 (-5,3%)
Leichenblase	65,0 cm^3	63,7 cm^3 (-2,1%)	67,4 cm^3 (+3,7%)

1) Nach Saakel und Heuck

2) Planimetrie nach der Formel: F x 1,33 x d = V. Dabei ist F die planimetrisch ermittelte Fläche, 1,33 ein Korrekturfaktor und d der größte Querdurchmesser (siehe unten)

In Klammern die Abweichung vom tatsächlichen Volumen in %.

4 Aufnahmeverfahren der Testserie

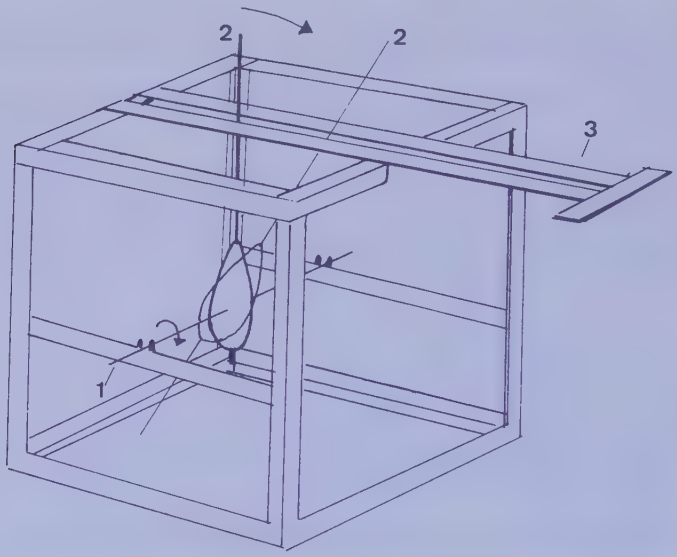

Abbildung 3 : Versuchsanordnung zur Fixation der Gallenblasenmodelle während der Aufnahme. (1) und (2) zeigen die Drähte, die das Modell in der gewünschten Position halten. (3) zeigt die Schiene, in der der senkrecht gelegte Draht bewegt werden kann, um Winkel einstellen zu können.

Für die eigentlichen Meßaufnahmen mit Plastilinmodellen mußte ein Gestell entwickelt werden, das es erlaubt, den Testkörper in jeder gewünschten Position zu fixieren. Aus einem Metallbaukasten wurden die Teile entnommen. Abbildung 3 zeigt dieses Gestell und seine Funktionsweise. Für die Aufnahmen wurde das Gestell vor dem Röntgengerät so angeordnet, daß auch bei Drehung um 90° (um die Organachse) der gleiche Abbildungsmaßstab erhalten blieb. Von jedem Modell und jeder Winkelposition wurden jeweils eine Aufnahme in posterior-anteriorer und in seitlicher Richtung durchgeführt. Unter Verwendung des Lichtvisiers wurden Film-Focus- und Focus-Objekt-Abstand so eingestellt, daß sich das

aufzunehmende Modell samt notwendiger Meßstrecken auf einem 18 x 24 cm-Film formatfüllend abbildete. Als Röntgengerät fand das Gerät BTS 2 der Firma Müller Verwendung. Um Aufnahmen im Stehen zu simulieren, wurde ein Rasterwandstativ benutzt. Der Film-Focusabstand betrug 120 cm, der Focus-Objektabstand 89,5 cm, woraus ein Vergrösserungsfaktor von 1,34 resultierte. Es wurde der Feinfocus (0,6 mm) verwendet.

Um zu ermitteln, wie sich verschiedene Winkelprojektionen der Testkörper zu den Grundprojektionen verhalten, wurden bei den drei verwendeten Modellen Aufnahmeserien durchgeführt. Mit Hilfe des Gestells wurde der jeweilige Winkel eingestellt und auf der fertigen Aufnahme nochmals nachgemessen. Die Winkel wurden jeweils in 10° - Schritten eingestellt. Beim 80 cm^3 - Modell betrug der größte Winkel 50°, bei den anderen beiden 60°. Auf der Führungsschiene des Gestells konnte der Winkel leicht eingestellt werden, da man diese Schiene nur nach der trigonometrischen Funktion eichen mußte.

Wie die späteren Meßergebnisse zeigen, nahm die Größe des abgebildeten Modellschattens bei Winkeländerung und posterior-anteriorem Strahlengang ab und damit auch das gemessene Volumen. In der dazugehörigen seitlichen Aufnahme ist der eingestellte Winkel sichtbar, die Größe des abgebildeten Modellschattens bleibt jedoch gleich, da keine Abwinkelung zur Sagittalebene eingestellt wurde. Die seitlichen Aufnahmen konnten also bei bekannten Abbildungsverhältnissen zur Kontrolle der gleichbleibenden Volumen dienen, die p.a.-Aufnahmen zur Kontrolle des Winkeleinflusses.

Es wurden drei Modelle mit unterschiedlichen Volumina angefertigt, die durch Wasserverdrängung bestimmt wurden. Die Modelle hatten 80 cm^3, 53 cm^3 und 30 cm^3. Modell II ($V = 53\ cm^3$) wurde unregelmäßig geformt, um eine Formvariation zur Verfügung zu haben.

5 Auswertung der Ergebnisse der »Geräte-Volumenbestimmung«

Die Aufnahmen der Gallenblasenmodelle von 80 cm^3, 53 cm^3 und 30 cm^3 wurden mit der Apparatur nach Saakel und Heuck 1975 (21) durchgemessen, und zwar von jedem Modell jeweils eine Winkeleinstellung zwischen 0^o und 60^o mit seitlichem und posterior-anteriorem Strahlengang. Auch bei Winkeleinstellungen der Gallenblasenachse zur Frontalebene ist in der seitlichen Aufnahme keine Verkleinerung des dargestellten Organs zu finden, sodaß sich diese Aufnahmen eignen, den Schwankungsbereich der gemessenen Werte bei konstantem bekanntem Volumen festzustellen.

Tabelle 2

Tatsächliches Modellvolumen	Mittelwert	Grösste Abweichung in % +	in % -
80 cm^3	79,3 cm^3	+ 1,2 %	- 2,2 %
53 cm^3	50,9 cm^3		- 2,3 bis - 5%
30 cm^3	29,8 cm^3	+ 3,0 %	- 2,6 %

Volumenbestimmung nach den seitlichen Aufnahmen, bei Variation der Winkel der Organachsen.

In ihrer Arbeit gaben Saakel und Heuck 1975 (21) eine Fehlerquote von maximal 3 % an. Die Ergebnisse in Tabelle 2 bestätigen dies. Lediglich beim Gallenblasenmodell von 53 cm^3 war der Fehler größer als 3 %, da bei diesem Modell die seitliche Projektion flacher ausgearbeitet wurde als in frontaler Ansicht. Dadurch erscheint das Volumen in seitlicher Ansicht kleiner. Es wurde hier also kein rotationssymetrischer Körper gebildet.

Wie aus den Abbildungen (4,5 und6) ersichtlich, dienten die Aufnahmen im posterior-anterioren Strahlengang zur Abklärung, in welcher Weise der Projektionswinkel, den die Gallenblasenachse zur Frontalebene bildet, das

gemessene Volumen beeinflußt. Diese Anordnung simuliert den Winkel, den die Gallenblase in vivo mit der Bauchwand bildet.

In den Abbildungen 4, 5 und 6 zeigen die ausgezogenen Kurven die berechneten, zu erwartenden Volumina. Gleichzeitig sind die Abweichungen der gewonnenen Meßwerte eingezeichnet.

Das gemessene Volumen nimmt mit steigendem Winkel nach der Formel ab: $V_s = V_r \cdot \cos\alpha$. Dabei ist V_s das durch Winkelprojektion verkleinerte Volumen, V_r ist das wahre Volumen und $\cos\alpha$ die trigonometrische Winkelfunktion des eingestellten Winkels α, den das Modell zur Frontalebene bildet.

Bei bekanntem Winkel α läßt sich auch das wahre Volumen bestimmen. Dann lautet die Formel: $V_r = V_s \times \frac{1}{\cos\alpha}$.

Der eingetragene Schwankungsbereich der Meßwerte zeigt, daß bei Winkeln bis 40° die Abweichung nicht mehr als 2 cm^3 beträgt. Bei Winkeln ab 40° wird der Fehler größer. Der rechnerisch zu erwartende Wert wird nicht erreicht. Die Gründe werden ausführlich im Kapitel "Auswertung der Winkelaufnahmen " besprochen.

Welche Auswirkung hat nun die Reduktion des Volumens durch Winkelstellung auf das Ergebnis? Bleibt der Achsenwinkel des Organs zur Frontalebene unberücksichtigt, so erhält man ein zu kleines Volumen. Saakel und Heuck 1975 (21) geben eine Formel an, die durch Approximierung das Volumen aus seitlicher und posterior-anteriorer Aufnahme gemeinsam berücksichtigt, um damit (besonders bei Herzvolumina) verschiedene Konfigurationen des p.a.-Bildes und des seitlichen Bildes auszugleichen. Die Formel lautet: $V = \sqrt{V_{ap} \times V_{lat}}$. V ist dabei das aus dem Volumen V_{ap} (Aufnahme im p.a.-Strahlengang) und dem Volumen V_{lat} (aus der seitlichen Aufnahme) errechnete neue Volumen. Wie aber Tabelle 3) zeigt, kann dieses neue Volumen nicht das zu gering gemessene Volumen der p.a.-Aufnahme bei steigendem Winkel ausgleichen, denn das

Volumen der seitlichen Aufnahme bleibt konstant, das der p.a.-Aufnahme nimmt ab.

Winkel zur Frontalebene	Volumen der p.a.-Aufnahme	Volumen der seitl. Aufnahme	Gemitteltes Volumen und Abweichung in %
0^{o}	80,0 cm^3	80 cm^3	80,0 cm^3 ( )
$10,5^{o}$	78,6 cm^3	80 cm^3	79,3 cm^3 (- 0,8 %)
$20,5^{o}$	75,0 cm^3	80 cm^3	77,5 cm^3 (- 3,2 %)
$32,5^{o}$	67,4 cm^3	80 cm^3	73,4 cm^3 (- 8,2 %)
$40,0^{o}$	61,3 cm^3	80 cm^3	70,0 cm^3 (-12,5 %)
$50,0^{o}$	51,4 cm^3	80 cm^3	64,1 cm^3 (-19,8 %)

Tabelle 3: Abnahme des nach der Formel $V = \sqrt{V_{ap} \times V_{lat}}$ gemittelten Volumens aus seitlicher und p.a.-Aufnahme bei unberücksichtigtem Winkeleinfluß.

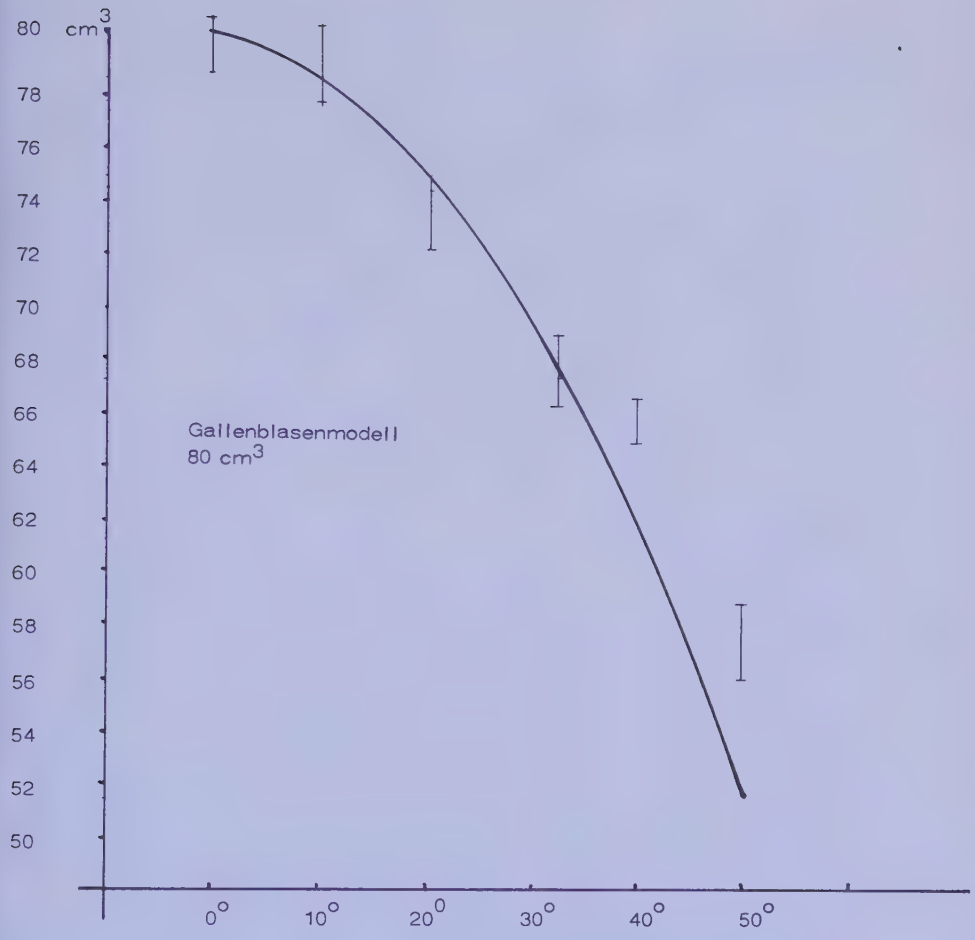

Abbildung 4: Zeigt die Abhängigkeit des gemessenen Volumens vom eingestellten Winkel zur Frontalebene. Die Volumenmessungen wurden an den Aufnahmen im posterior-anterioren Strahlengang durchgeführt. Die ausgezogene Kurve stellt die errechneten Werte dar. Dazu ist der Schwankungsbereich der gemessenen Werte eingetragen. Es fällt auf, daß die Abweichungen bei steigendem Winkel ab 40° zunehmen. (Siehe Text)

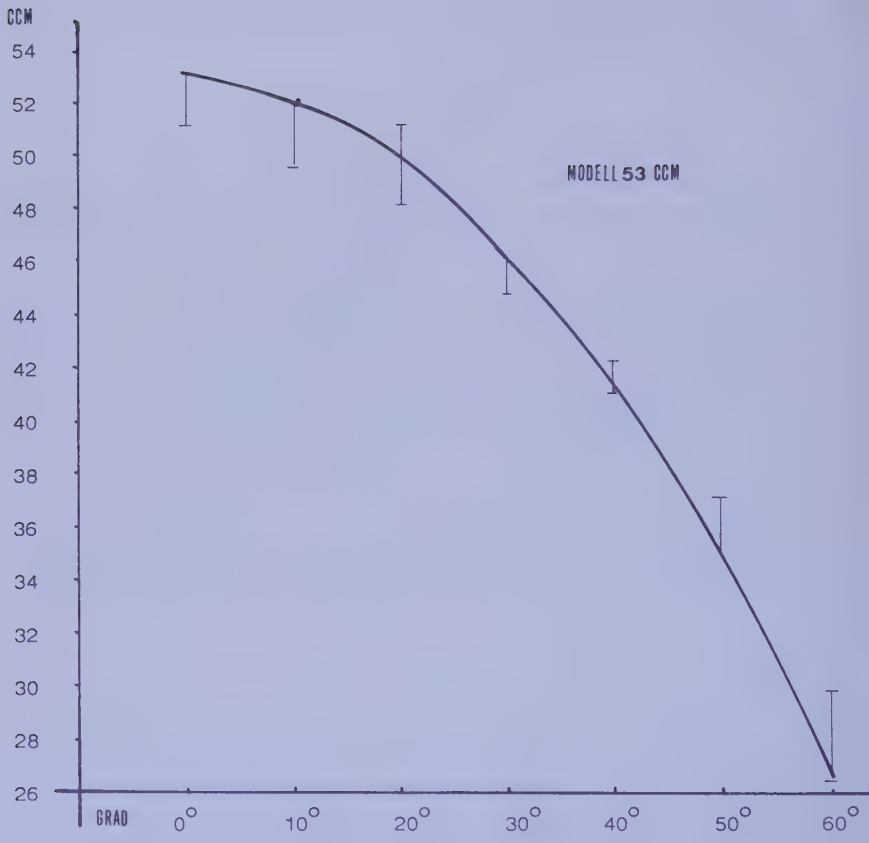

Abbildung 5: Zeigt die Volumenkurve des Gallenblasenmodells von 53 cm^3. (posterior-anteriorer Strahlengang) Die ausgezogene Kurve stellt die errechneten Werte dar, der Schwankungsbereich der Meßwerte ist eingezeichnet. (siehe Text)

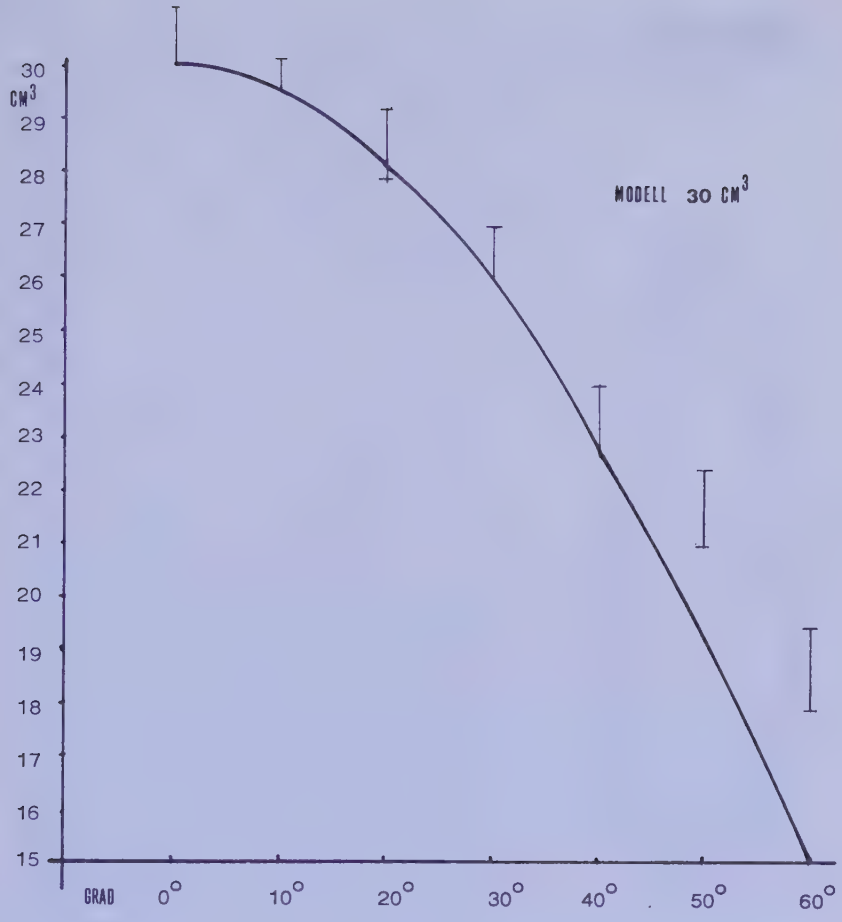

Abbildung 6: Zeigt die Relation zwischen dem Winkel zur Frontalebene und dem bestimmten Volumen eines Gallenblasenmodells von 30 cm^3. Wieder zeigt die ausgezogene Kurve die errechneten Werte, der Schwankungsbereich der Meßwerte ist eingezeichnet. Auch hier nimmt die Abweichung bei Winkeln ab 40^o deutlich zu.

6 Auswertung der Winkelaufnahmen

Wie schon zuvor aus den Ergebniskurven ersichtlich, nimmt der Fehler bei steigendem Winkel zur Frontalebene bei Auswertung der Aufnahmen vom Gallenblasenmodell mit posterior-anteriorem Strahlengang zu. Die Gründe sollen hier untersucht werden. Abbildung 7 zeigt nebenstehend die Aufnahmen des Gallenblasenmodells von 30 cm^3 übereinandergezeichnet. Es wird deutlich, wie die Umrisse mit steigendem Winkel zur Frontalebene und damit die Größe des abgebildeten Gallenblasenschattens abnimmt. Um die Mittelachse in horizontaler Richtung fällt auf, daß 4 verschiedene Linien eingezeichnet sind. Das Modell bildet sich-abhängig vom eingestellten Winkel - unterschiedlich groß ab. Die im Achsengebiet breiteren Gallenblasen sind aber am stärksten geneigt (etwa ab 30°). Dies kommt dadurch zustande, daß sich die breiten Anteile des Corpus und Fundus bei der Kippung um die eingezeichnete horizontale Achse auf die schmaleren Anteile der Gallenblase im Achsengebiet und auch im Gebiet des Infundibulums aufeinanderprojizieren und somit eine relativ grosse Fläche simulieren. Dies kommt nicht nur bei der Gerätevolumetrie nach Saakel und Heuck sondern auch bei den Planimetriermethoden zum Ausdruck. (siehe später). Auf Abbildung 8 zeigt sich wieder, daß der Fehler in der Volumenbestimmung ab etwa 30°

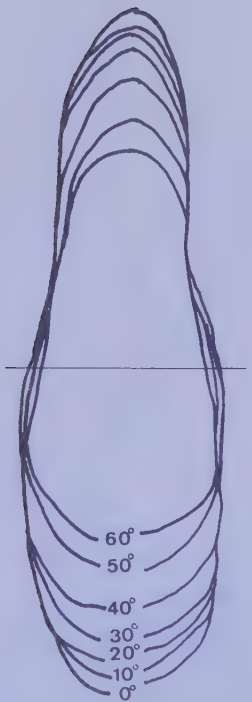

Abbildung 7: Zeigt die Konturen der Winkelaufnahmen im p.a.-Strahlengang bei Winkelzunahme zur Frontalebene. Modell: 30 cm^3 .

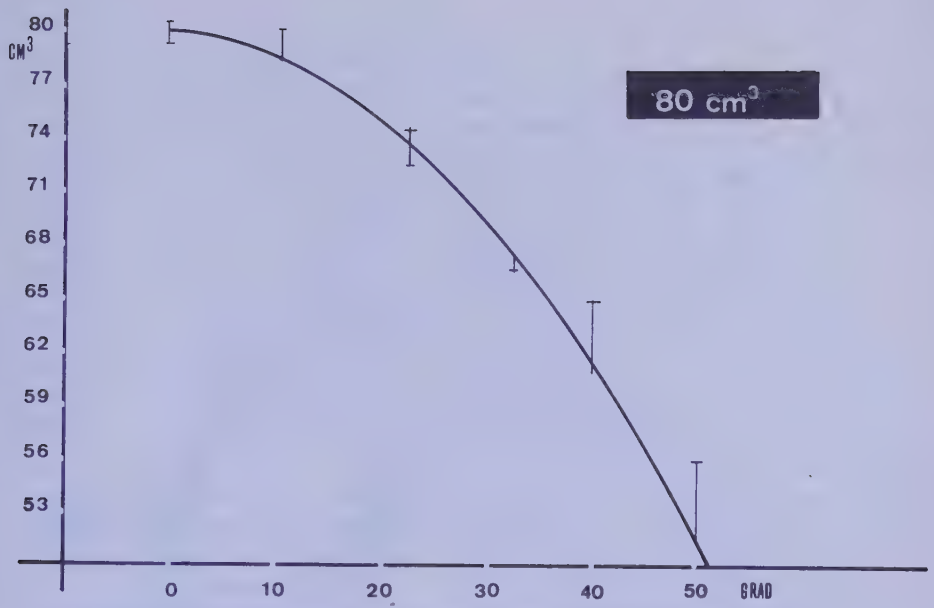

Abbildung 8: Zeigt die scheinbare Abnahme des Volumens eines Gallenblasenmodells von 80 cm^3. Das Modell wurde in bestimmten Winkeln zur Frontalebene gekippt, sodaß sich der Gallenblasenschatten auf den Aufnahmen im anterior-posterioren Strahlengang mit steigendem Winkel verkleinert. Das Volumen nimmt ab nach der Formel: $V_s = V_r \times \cos\alpha$. V_s ist dabei das scheinbar kleinere Volumen, V_r das wahre Volumen und α der jeweilige Winkel zur Frontalebene. Die ausgezogene Kurve zeigt die errechneten Werte der Volumenabnahme. Dazu sind die tatsächlichen Werte, die mit dem Gerät nach Saakel und Heuck bestimmt wurden, eingezeichnet. Es zeigt sich, daß bis zu einem Winkel von 30^o nur geringe Abweichungen gemessen werden. Bei größer werdendem Winkel nehmen die Abweichungen zu.

deutlich zunimmt. Auf Abbildung 9 sind die dazugehörigen Aufnahmen im seitlichen Strahlengang übereinandergezeichnet. Der Winkel zur Sagittalebene blieb gleich bei 0^o. Hier wird deutlich, daß die Fläche der Gallenblasen, die sich auf dem Röntgenbild abzeichnet, gleich bleibt. Man sieht nun hier bereits, daß mit steigendem Winkel nicht mehr der Punkt, wo sich Längsachse und Gallenblasenkontur schneiden, sondern ein Punkt weiter dorsal davon den unteren Rand der Kontur der Gallenblase bildet. Dies wirkt sich auf den p.a.-Aufnahmen so aus, daß die Gallenblase zu

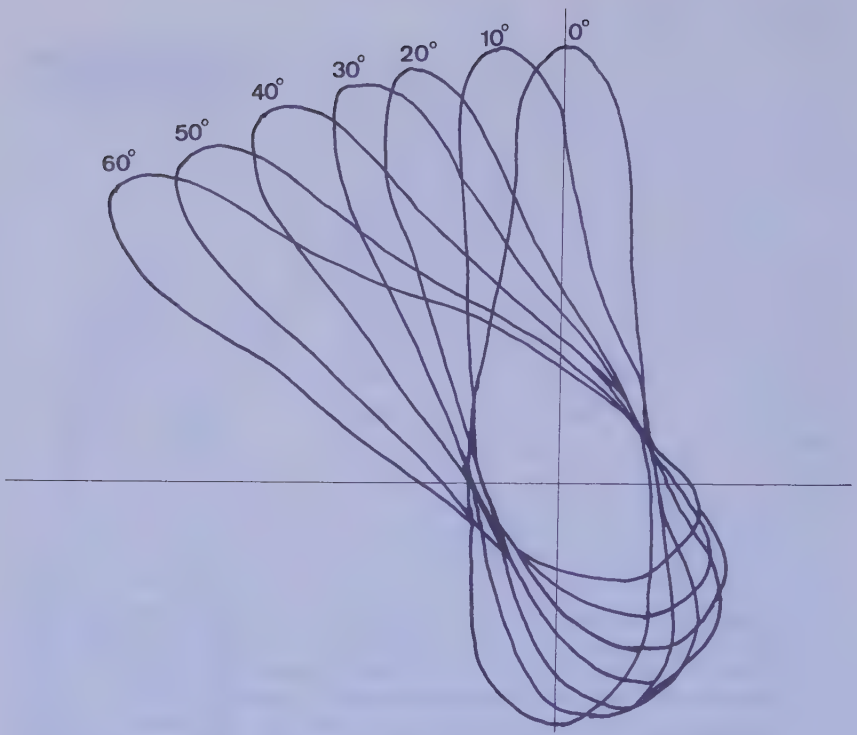

Abbildung 9: Hier wurden die im seitlichen Strahlengang gewonnenen Aufnahmen eines Gallenblasenmodells mit 30 cm^3 übereinandergezeichnet. Mit steigendem Winkel bildet nicht meht der Schnittpunkt der Längsachse mit der Gallenblasenkontur den caudalen Pol sondern ein weiter dorsal liegender. Dies hat zur Folge, daß die Gallenblase im p.a.-Strahlengang zu lang erscheint.

lang erscheint. Dies wird auch nochmals auf Abbildung 10 verdeutlicht. Auch Tabelle 4 zeigt am Gallenblasenmodell mit 30 cm^3 den gleichen Effekt. Auf den jeweiligen p.a.-Aufnahmen wurde die Längsachse vermessen. Gleichzeitig wurde die Längsachse der Aufnahme mit 0° zur Frontalebene gemessen und für die Winkel 10° bis 60° errechnet, wie die Längsachse korrekt abnehmen müßte. Aus Tabelle 4 wird ersichtlich, daß bei kleinem Winkel die errechnete und die gemessene Längsachse sehr gut übereinstimmen, mit zunehmendem Winkel aber der Fehler größer wird.

Winkel zur Frontalebene	errechnete Längsachse	gemessene Längsachse
0°	-	12,7 cm
10°	12,5 cm	12,5 cm
20°	11,9 cm	12,0 cm
30°	10,9 cm	11,2 cm
40°	9,5 cm	10,1 cm
50°	8,1 cm	8,5 cm
60°	6,4 cm	7,2 cm

Tabelle 4: Zunahme des Fehlers der Längsachse bei steigendem Winkel. Die errechneten Werte nehmen mit dem cosinus des Winkels α zur Frontalebene ab.

Abbildung 10 soll dies nochmals verdeutlichen. Man sieht eine Gallenblase, die einen größeren Winkel zur Frontalebene bilden soll. Es sind die Strecken eingezeichnet, die die Länge des abgebildeten Gallenblasenschattens markieren. Nicht der caudale Pol, also der Pol, der bei senkrechter Stellung randbildend wird, sondern ein weiter dorsal liegender Punkt bildet den unteren Rand. Dadurch erscheint die Gallenblase zu lang.

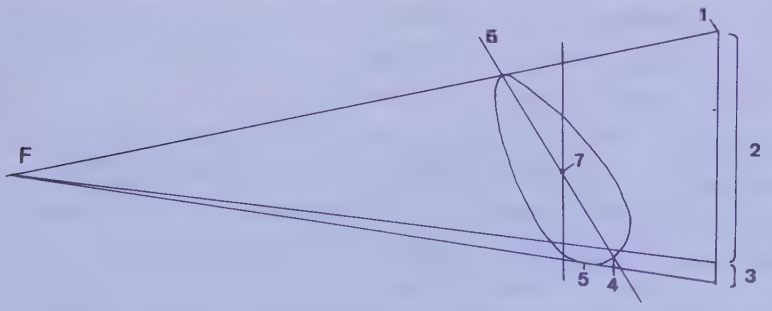

Abbildung 10: (1) Film, (2) Länge der Gallenblase auf dem Film, (3) zusätzliche Länge, (4) Fußpunkt, (5) randbildender Fußpunkt, durch Kippung bedingt und weiter dorsal liegend. (6) Gallenblase in einem Winkel zur Frontalebene befindlich, (7) Drehpunkt.

Dieser Fehler wird allerdings - wie bereits erwähnt - erst ab höheren Winkelgraden relevant.

Es läßt sich davon ausgehen, daß größere Bewegungen der Gallenblase während der Kontraktion durch Reizmahlzeit nicht stattfinden. Wieser 1954 (27) hat bei 60 Untersuchungen der Gallenblase in keinem der Fälle eine ins Gewicht fallende Winkelverschiebung vor und nach Reizmahlzeit beobachtet.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß bis zu Winkeln von 30°- bis 40° zur Frontalebene die Abnahme des Meßvolumens durch den sich verkleinernden Schatten auf dem Röntgenbild mit den rechnerisch zu erwartenden Maßen übereinstimmt. Das heißt, daß bei bekanntem Winkel der Gallenblasenachse die Formel $V_r = V_s \times \frac{1}{\cos \alpha}$ eine Rückrechnung auf das wahre Volumen zuläßt.

Häufig werden jedoch zu den p.a.-Aufnahmen keine streng seitlichen Aufnahmen angefertigt, sodaß der Winkel zur Frontalebene nicht exakt bestimmt werden kann. Es wurde deshalb getestet, ob das Verhältnis der Volumina vor und nach Reizmahlzeit konstant bleibt, d.h., es sollte überprüft werden, ob relative Größen für die Beurteilung des Ausstoßvolumens benutzt werden können. Dazu muß vorausgesetzt werden, daß sich die Abbildungsbedingungen während der Aufnahmen vor und nach Reizmahlzeit nicht ändern. Bei Zielaufnahmen unter Durchleuchtung wird diese Voraussetzung nur schwer zu erfüllen sein.

Auf Abbildung 11 werden die Volumina der drei untersuchten Gallenblasenmodelle in ein Schaubild eingezeichnet. Die Verhältnisse der Volumina 80 cm^3 : 53 cm^3 und 53 cm^3 : 30 cm^3 sind jeweils vermerkt. Die Abbildung zeigt eine ausreichende Parallelität der Funktionskurven.

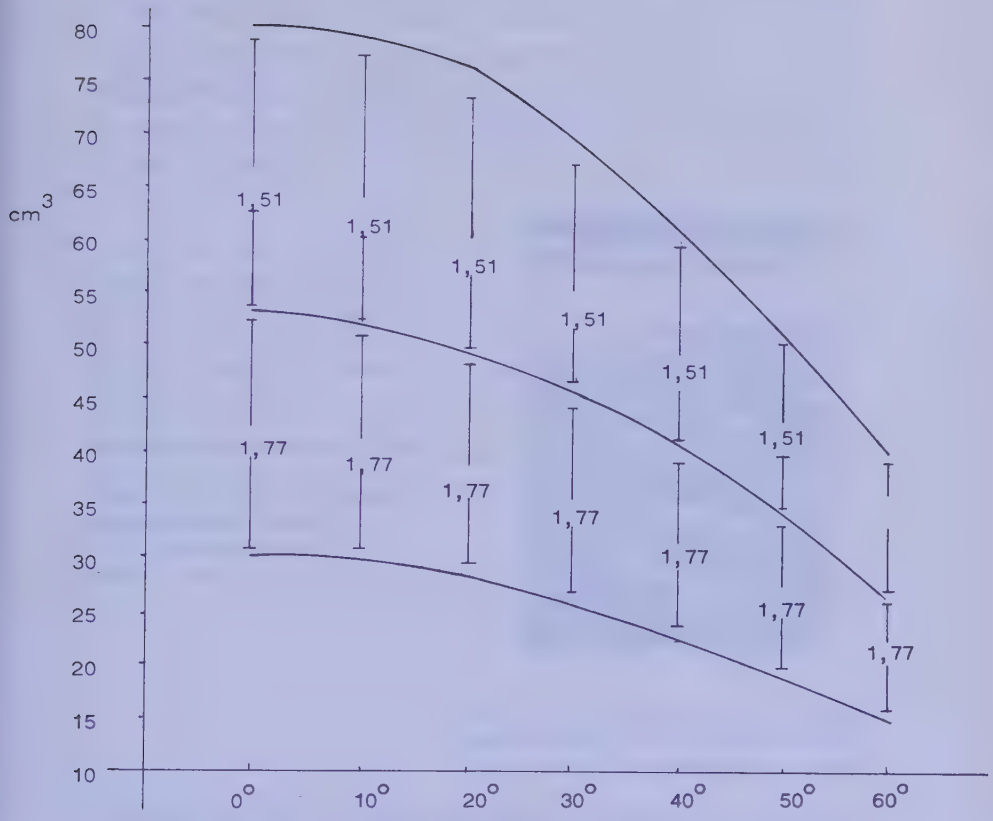

Abbildung 11: Hier sind die Abhängigkeiten der Volumina von den Winkelstellungen zur Frontalebene aufgetragen. Dabei wurden die errechneten Werte der Aufnahmen im p.a.- Strahlengang der Modelle 80 ccm, 53 ccm und 30 ccm aufgetragen. Ferner wurden die Verhältnisse der Volumina von 80 ccm : 53 ccm und von 53 ccm : 30 ccm eingezeichnet. Dabei soll der jeweils kleinere Wert das Volumen nach Kontraktion darstellen. Wie aus den Zahlen ersichtlich, bleibt das Verhältnis zwischen 80 ccm zu 53 ccm konstant bei 1,51, das von 53 ccm : 30 ccm konstant bei 1,77. Daraus läßt sich ableiten, daß man sich auch mit relativen Volumina begnügen könnte. Auch der bei den gemessenen Werten ersichtliche Fehler bei grösseren Winkeln bleibt bei vergleichbaren Paaren gleich.

7 Verfahren zur Bestimmung des absoluten Volumens mit einer Aufnahme

Wie schon in den vorhergehenden Kapiteln gezeigt, sind eine Reihe von Meßdaten erforderlich, um das wahre Volumen von Gallenblasen hinreichend genau zu bestimmen. Besonders einflußreich sind Abbildungsmaßstab und Winkelstellung. Bisher wurde versucht, aus zwei orthograden Aufnahmeprojektionen diese Werte zu ermitteln. Büchner 1953 (3)

Oberbauchsonogramm, Längsschnitt in Höhe der Gallenblase. Links=cranial, rechts=caudal, oben=ventral, unten=dorsal. Von cranial sieht man den Leberrand ins Bild ragen, caudal davon die Gallenblase mit Winkel zur Frontalebene. Der weisse Punkt in Gallenblasenmitte zeigt die Stelle zur Messung des Bauchhaut-Gallenblasenabstandes. Dorsal der Gallenblase wird die Niere sichtbar.

Abbildung 12: Zeichnung nach einem Oberbauchsonogramm in Höhe der Gallenblase (Längsschnitt), siehe Text.

schlug vor, den Vergrößerungsfaktor von Organen durch ein Orthodiametrieverfahren zu ermitteln, z. B. bei der Vermessung der Sella turcica. Schrems zeigt 1952 (24), daß die Tiefenlage der Gallenblase, abhängig z. B. von mehr oder weniger ausgeprägter Adipositas, zwischen 2,5 cm und 6 cm von der Bauchwand entfernt schwankt. Da der Vergrößerungsfaktor in Volumina in der dritten Potenz eingeht, ist es folglich für die Bestimmung wahrer Volumina wichtig, den Abbildungsmaßstab zu kennen. Gerade in letzter Zeit wird immer häufiger eine kombinierte Untersuchung

der Gallenblase vorgenommen: Sonographie und die Kontrastmitteldarstellung der Gallenblase. Eine Reihe von Autoren haben auf die Vorteile der kombinierten Untersuchung hingewiesen. (14, 15, 18)
Mittels Ultraschall ist es relativ leicht möglich, die Tiefenlage und den Winkel zur Frontalebene zu bestimmen. Eigene Beobachtungen wurden mit dem Ultraschallgerät der Firma Siemens Vidoson 635 ST durchgeführt. Das nach dem schnellen B - Bild arbeitende Gerät ermöglicht, wie Abbildung 12 zeigt, leicht das Ablesen der Tiefenlage und des Winkels zur vorderen Bauchwand. Das Bild des Geräts gibt Strecken verzeichnungsfrei wieder, da parallele Schallbündel das zu untersuchende Gebiet "abtasten". Vom Schirm kann die Schichttiefe durch einfaches Abmessen der Quadrateinteilung auf dem Monitor gewonnen werden. Diese Aussagen gelten allerdings nur für "normal" geformte Gallenblasen. Sonderformen und deren Schwierigkeiten wird noch ein eigenes Kapitel gewidmet.

8 Die Rolle des Abbildungsmaßstabs

Da der Abbildungsmaßstab in der dritten Potenz in das Volumen eingeht, machen sich hier schon geringe Fehler spürbar bemerkbar. Dies soll am Beispiel des Gallenblasenmodells von 80 cm^3 gezeigt werden. Die Aufnahmen wurden mit einem Film-Focusabstand von 120 cm und einem Objekt-Focusabstand von 89,5 cm durchgeführt. Der Vergrößerungsfaktor ist linear 1,34, in der dritten Potenz 2,41. Das bedeutet, daß das Gerät ohne Eingabe dieses Maßstabes statt 80 cm^3 nun 192,8 cm^3 angeben würde. Aus Tabelle 5 wird nun ersichtlich, wie sich falsch eingegebene Objekt-Focusabstände auswirken. Dabei wurde jeweils der Fehler von + 3 cm bis - 3 cm errechnet. Dies ist insofern praxisbezogen, da die Schichttiefe zwischen 2,5 cm und 6 cm variiert. (Schrems 1952 (24))

	linearer Faktor F	$(F)^3$	result. Volumen	Fehler in %
86,5 cm	1,39	2,68	71,9 cm^3	10,0 %
87,5 cm	1,37	2,57	75,0 cm^3	6,2 %
88,5 cm	1,36	2,51	76,8 cm^3	4,0 %
89,5 cm	1,34	2,41	80,0 cm^3	0,0 %
90,5 cm	1,33	2,35	82,4 cm^3	3,0 %
91,5 cm	1,31	2,24	86,0 cm^3	7,5 %
92,5 cm	1,29	2,15	89,7 cm^3	12,0 %

Tabelle 5 gibt an, wie sich der falsch eingegebene Objekt-Focusabstand auswirkt, 89,5 cm Sollabstand.

Es sei noch bemerkt, daß in der Praxis oft andere Aufnahmeverfahren verwendet werden, die den Fehler nicht so groß werden lassen.

9 Schwierigkeiten mit Formvarianten

Im Lehrbuch von Schinz et. al. weist Frommhold 1965 (22) auf verschiedene Formvarianten und Anomalien der Gallenblase und der Gallenwege hin. Hoppe 1963 (9) schloß abnorm geformte Gallenblasen von seinen Untersuchungen des Ausstoßvolumens aus. Auch mit der vorgestellten Methode werden Formvarianten der Gallenblase volumetrisch nicht gut erfaßt. Auf der Abbildung 13 soll verdeutlicht werden, wie schon eine geringe

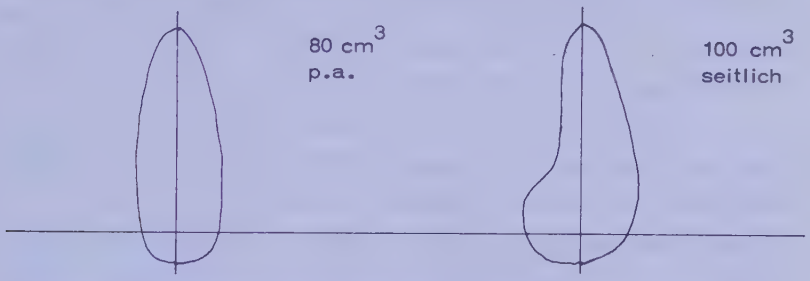

Abbildung 13: Dieselbe Gallenblase ist im posterior-anterioren und seitlichen Strahlengang dargestellt. In der p.a.-Aufnahme kann die in der seitlichen Aufnahme sichtbare Ausbuchtung nicht berücksichtigt werden.

Ausbuchtung im Fundusbereich das Volumen falsch ermitteln läßt. Aus der p.a.-Aufnahme sollen beispielsweise 80 cm^3 gemessen werden, die Ausbuchtung nach dorsal bleibt unberücksichtigt. Die seitliche Aufnahme gibt in diesem Falle das vollständige Volumen wieder, also auch die zusätzliche Ausbuchtung von 20 cm^3, sodaß insgesamt 100 cm^3 gemessen werden. Auch die von Saakel und Heuck 1975 (21) angegebene Korrekturformel $V = \sqrt{V_{ap} \times V_{lat}}$ kann das zuwenig gemessene Volumen der p.a.-Aufnahme nicht ausgleichen. Lediglich die Sanduhrgallenblase könnte volumenmäßig bestimmt werden, wenn man beide Anteile getrennt umfährt. "Phrygische Mützen", die Posthorngallenblase und durch Verwachsungen geschlängelte Gallenblasen können auch mit der beschriebenen Methode nicht korrekt erfaßt werden.

10 Zeitvergleich einzelner Methoden

Wie bereits erwähnt, dauert es beim vorgestellten Gerät zur Volumenbestimmung etwa 5 - 6 Sekunden, um einen neuen Meßpunkt einzugeben. Erfahrungsgemäß benötigt man je nach Konfiguration der Gallenblase 15 bis maximal 20 Punkte, sodaß eine Auswertung bei 15 Punkten rund 1,5 Minuten, bei zwei Aufnahmen 3 Minuten dauert. Die bisher bekannten Methoden benötigen zum Teil wesentlich mehr Zeit. Die Methode nach Siffert de Paula e Silva 1949 (26) benötigt pro Gallenblase mindestens 10 Minuten. Je nachdem, ob ein Planimeter zur Verfügung steht oder nicht, nehmen die auf Planimetrie beruhenden Verfahren unterschiedlich viel Zeit in Anspruch. Müssen Kästchen ausgezählt werden, nachdem man die Gallenblasenkontur zuvor auf Milimeterpapier übertragen hat, so benötigt die Flächenbestimmung (je nach Größe des Objekts und angestrebter Genauigkeit) etwa 5 min. Davon abgesehen ist bei diesen planimetrischen Verfahren häufig noch die Vermessung weiterer Daten und Strecken (Achsen) erforderlich. Will man dann noch die gemessenen Werte auf die wahren Grössen mittels Abbildungsmaßstab zurückrechnen, vergeht zusätzlich Zeit. Von Wieser 1954 (27) kommt der Vorschlag, die Gallenblasenkontur auf Papier zu übertragen, auszuschneiden und aus dem Gewicht mit Hilfe einer zuvor aufgestellten Tabelle die Fläche abzulesen. Schoen und Magnus 1953 (23) schlagen vor, ein transparentes Milimeterpapier mit in die Kasette zu legen. Die Milimetereinteilung bildet sich dann auf dem Film ab.
Es zeigt sich also, daß das von Saakel und Heuck 1975 (21) angegebene Verfahren am wenigsten Zeit benötigt, dies ist für die Praxis von entscheidender Bedeutung.

11 Vergleich mit einigigen anderen Verfahren zur Volumenbestimmung

Obwohl verschiedene Verfasser Fehlerquoten für ihre Verfahren angeben, sollen einige Methoden verglichen werden, um Aussagen über den erforderlichen Aufwand und die damit verbundenen Fehler abschätzen zu können.

1.) Boyden (2) schlug bereits 1926 ein Verfahren vor, welches von Siffert de Paula e Silva 1949 vereinfacht wurde (26). Trotz dieser Vereinfachung ist das Verfahren zeitlich sehr aufwendig. Je nach Größe der abgebildeten Gallenblase und Unregelmäßigkeit ihrer Kontur wählt man eine Schablone, die den Gallenblasenschatten in parallele Streifen von 3 mm, 5 mm oder 8mm unterteilt. Diese Streifen werden seitlich durch die Gallenblasenkontur begrenzt. Die Länge dieser Streifen wird gemessen. Anschließend werden sie um den Abbildungsmaßstab einzeln verkleinert. Zu jeder Streifenlänge kann man nun aus einer Tabelle den Rauminhalt ablesen, unter der Vorstellung, daß jedem Streifen unter Volumenbetrachtung eine Zylinderscheibe entspricht. Die Teilvolumina werden addiert und das Ergebnis nochmals um den Abbildungsmaßstab verkleinert, um die Verprojektion der Gallenblasenlänge auszugleichen.
Diese Methode wurde zweimal angewandt, um ihren Aufwand zu prüfen: Bei den Bildern der Gallenblasen des Volumens 30 cm^3 und 80 cm^3 mussten jeweils über 20 Streifen abgemessen, verkleinert und die resultierenden Teilvolumina addiert werden. (Ergebnisse (In Klammern Abweichung in %): 33,0 cm^3 (+ 10 %) und 82,1 (+ 2,6 %). Auch im Kapitel "Zeitaufwand" wird zu dieser Methode Stellung genommen.

2.) Hoppe gab 1963 ein Verfahren an (9), das er zur Bestimmung des durchschnittlichen Ausstoßvolumens nutzte. Dabei verwendete er die Formel: $V = F \times \frac{d}{2} \times 1{,}33$. Dabei ist V das Volumen, F die planime-

trisch gewonnene Fläche und "d" der größte Querdurchmesser. Diese Methode wurde anhand der eigenen Aufnahmen geprüft. Alle angefertigten Aufnahmen wurden flächenmäßig ausgezählt, die Flächen mit dem Quadrat des Abbildungsfaktors verkleinert, die Querdurchmesser bestimmt und linear verkleinert. Die seitlichen Aufnahmen, auf denen sich wie beschrieben nur der Winkel, nicht aber die Fläche des abgebildeten Gallenblasenschattens ändert, ergaben folgende Abweichungen: Bei dem Modell mit 80 cm^3 maximal 5 %, 53 cm^3 - 9% bis - 6 %, 30 cm^3 4 % . Beim Modell mit 53 cm^3 wird der schon oben beschriebene Effekt deutlich, da es in seitlicher Projektion flacher geformt war, als in der p.a.-Projektion . Die p.a.-Aufnahmen mit der scheinbaren Flächenabnahme durch Winkelstellung zur Frontalebene brachten dann aber bei allen Modellen Abweichungen von mehr als 20 %. Einen Anspruch der Genauigkeit für die Gewinnung des wahren Volumens erhebt diese Formel nicht, da Hoppe (9) das Verfahren nur zur Abschätzung der Volumenangaben mutzen wollte. Deshalb werden dabei auch Aufnahmen von Patienten mit zu großen Abbildungsunterschieden ausgeschlossen. Hoppe 1963 (9) gibt zur Vereinfachung der Volumenbestimmung auch Nomogramme an.

3.) Kurz erwähnt sei auch noch die Formel nach Elke und Schmid 1970 (6). Sie wurde für Lymphknotenbestimmungen verwendet. Für die Aufnahmen im seitlichen Strahlengang ergaben sich Fehler bis 7 %, bei den Winkelaufnahmen bis über 20 %. Die Formel $V = 0{,}524 \times a \times b^2$ (V = Volumen, 0,524 = Korrekturfaktor, a = Längsachse, b = Querachse) geht vom Ellipsoid aus. Man geht davon aus, daß normal geformte Gallenblasen diesem Ellipsoid insofern entsprechen, als sie schmalere Anteile des Infundibulums durch breitere im Corpus-Fundus-Bereich ausgleichen. Bei Winkelstellungen wird dieser Ausgleich verlassen.

4.) Geeignet für die Relativbetrachtung der Volumenänderung ist der Ansatz nach König und Rauh (10) 1976. Er benutzt folgende Formel:

$$\frac{V_1}{V_o} = \sqrt{\left[\frac{F_1}{F_o}\right]^3} \times u$$

V_o = altes Volumen, V_1 = neues V.
F_o = alte Fläche , F_1 = neue Fl.
u = Korrekturfaktor. Er ist nur dann notwendig, wenn sich bei Kontraktion nach Gabe einer Reizmahlzeit das Verhältnis von Quer- zu Längsachse ändert. Berechnet wurde der Volumenquotient für die Modelle V = 80 cm^3/53 cm^3. Verwendet wurden die p.a.-Aufnahmen mit der scheinbaren Flächenverminderung durch Winkelstellung zur Frontalebene. Zu erwarten war nach Berechnung ein Volumenänderungsfaktor von 0,66 (53 cm^3 : 80 cm^3) . Für jedes Paar bei steigendem Winkel wurden die Flächen vermessen und der Korrekturfaktor "u" bestimmt, da bei den Modellen das Verhältnis Quer- zu Längsachse verschieden war. Von 0^o bis 50^o gab es folgende Abweichungen: $V_{rel\ (min)}$: 0,62 (- 6,1 %) und $V_{rel\ (max)}$: 0,67 (+ 1,5 %). Bei dieser Methode entfällt das Zurückrechnen von Flächen oder Achsenlängen auf die wahren Werte, eine Berücksichtigung des Abbildungsmaßstabs kann unterbleiben, wenn die Aufnahmebedingungen konstant bleiben.

Da das Gerät nach Saakel und Heuck auch ein Programm zur Flächenbestimmung enthält, wurde ein Vergleich zwischen Handauszählung und Geräte-Planimetrie angestellt. Dabei betrug der maximale Fehler der Flächen 1 cm^2 bei sämtlichen Aufnahmen. Es sei noch erwähnt, daß beim Flächenbestimmungsprogramm die Eingabe der Meßpunkte schneller erfolgen kann. Bereits nach 3 sec. kann der nächste Punkt der Kontur eingegeben werden, wodurch sich die Zeit der Bestimmung auf die Hälfte gegenüber der Volumenbestimmung verringert.

12 Prinzipielle Schwierigkeiten

Bisher hat sich auf dem Gebiet der Cholezystographie noch kein einheitliches Aufnahmeverfahren durchgesetzt. Häufig werden Zielaufnahmen unter Durchleuchtungskontrolle vorgenommen, bei denen der Patient in die für die Aufnahme beste Position gedreht wird. Dabei lassen sich die Aufnahmebedingungen oft nicht mehr reproduzieren. Besonders ins Gewicht fallen hier Unterschiede der Aufnahmen vor und nach Reizmahlzeit.
Für vergleichende Volumenbestimmungen müssen deshalb standardisierte Aufnahmeverfahren gefordert werden.
Ein Wort sei auch noch den Anforderungen an die Genauigkeit der Volumenbestimmung gewidmet. Koenig (12) stellte vergleichende Untersuchungen zwischen visueller Befundung und planimetrischer Auswertung an. Dabei setzt er die Grenze für den negativen Reflex, wenn sich die Gallenblase um weniger als 25 % ihres Ausgangsvolumens kontrahiert, entsprechend einer Flächenabnahme von 20 %. Die Volumenbetrachtung bringt also einen um 5 % größeren Spielraum. Elke zeigte in seinen Mitteilungen 1970 und 1971 (5, 6 und 7), daß bei Lymphknoten und planimetrischer Betrachtung erhebliche Fehler auftreten können, wenn diese Lymphknoten z. B. unter Behandlung einen Formwandel in andere rotationssymmetrische Körper durchmachen. Da das Gerät nach Saakel und Heuck ohne Annäherungsformeln für bestimmte geometrische Körper arbeitet, auch das Verhältnis von Achsen unberücksichtigt bleiben kann, ist hier ebenfalls ein Vorteil gegenüber der Bewertung von Flächen zu sehen.

13 Zusammenfassung

Das Verfahren von Saakel und Heuck 1975 (21) zur Volumenbestimmung wird auf seine Anwendbarkeit für die Gallenblasenvolumetrie geprüft. Es zeigt sich, daß mit diesem Gerät eine mit anderen Methoden nicht bekannte Genauigkeit der Volumenbestimmung (+- 3 %) erreichbar wird.
An Aufnahmen von Plastilinmodellen, die in verschiedenen Winkeln zur Frontalebene projiziert wurden, wird gezeigt, wie das dabei vermessene vom wahren Volumen abweicht. Dabei zeigt das Gerät bis zu Winkeln von 30 - 40° zwischen Gallenblasenlängsachse und Körperlängsachse eine gute Korrelation zwischen wahren und volumetrierten Werten (± 3 %). Bei größeren Winkeln wird auch bei der gezeigten Methode der Fehler größer. Man bleibt aber darauf angewiesen, von auf dem Röntgenbild dargestellten Flächen auf das Volumen zu schließen.
Es wird ein Verfahren vorgestellt, das es ermöglicht, mit nur einer Aufnahme unter Verwendung der Sonographie auf das absolute Volumen zu schließen. Allerdings müssen Sonderformen und Varianten der Gallenblase wie "phrygische Mütze", Posthorngallenblase und geschlängelte Formen weiterhin ausgeschlossen werden.
Ein Zeitvergleich mit bisher vorgeschlagenen Methoden zeigt die Überlegenheit des Geräts auch in dieser Hinsicht.
Bei Flächenmessung, die ebenfalls möglich ist , ergaben sich Abweichungen von maximal 2 %.
Zusätzlich werden einige der bisher vorgeschlagenen Meßverfahren mit der beschriebenen Methode verglichen.

14 Literaturverzeichnis

(1) BOSNJAKOVIC, S. und F. HEUCK : Röntgendiagnostik der Gallenwege und der Gallenblase.
Z. Allg. Med. **54** , 180 - 195 (1978)

(2) BOYDEN, F.A. : Study of the Behavior of the Human Gallbladder in Response of Food. Together with some Observations on the Mechanism of the Expulsion of Bile in Experimental Animals.
Anat. Rec. **33** , 201 - 239 , (1926)

(3) BÜCHNER, H. : Eine weitere Vereinfachung der Röntgentiefenlotung.
Fortschr. Röntgenstr. **78** , 205 - 211 , (1953)

(4) BÜCHNER, H. : Methodische und kritische Betrachtungen zur Röntgenplanimetrie.
Fortschr. Röntgenstr. **78** , 732 - 738, (1953)

(5) ELKE, M. : Angenäherte Bestimmung des Lymphknotenvolumens und seiner prozentualen Volumänderung bei Verlaufskontrollen.
1. Mitteilung: Theoretische Voraussetzungen.
Fortschr. Röntgenstr. **112** , 398 - 406 (1970)

(6) ELKE, M. und P. Schmid: Vorschlag zur angenäherten Bestimmung des Lymphknotenvolumens nach dem Lymphogramm.
2. Mitteilung: Statistischer Vergleich der prozentualen Volumänderung normaler und pathologisch veränderter Lymphknoten mit und ohne Behandlung.
Fortschr. Röntgenstr. **112** , 591 - 600, (1970)

(7) ELKE, M. : Vorschlag zur angenäherten Bestimmung des Lymphknotenvolumens nach dem Lymphogramm.
3.) Mitteilung: Nomogramme zur Bestimmung des Lymphknotenvolumens und dessen prozentualer Änderung bei Verlaufskontrollen.
Fortschr. Röntgenstr. **115** , 631 - 634 , (1971)

(8) FUCHS, G. und O. BAYER: Eine neue Methode zur Bestimmung des Herzvolumens.
Fortschr. Röntgenstr. **78** , 709 - 713, (1953)

(9) HOPPE , G.: Ausstoßvolumen der Gallenblase nach Reflexauslösung durch Sorbit.
Röntgenpraxis, Jahrgang XVI, Heft 11, 252 - 258 (1963)

(10) KOENIG, H. und G. RAUH : Zur angenäherten Bestimmung einer Volumänderung rotationssymetrischer Körper aus dem Röntgenbild durch Planimetrie.
Rad. diagn. **17** , 279 - 289 (1976)

(11) KOENIG, H. und E. MERTENS : Zur Beurteilung der Gallenblase aus morphologischer und funktioneller Sicht bei kombinierter röntgenologischer Oberbauchdiagnostik.
Dtsch. Ges.wesen, **25** , 1269 - 1271 , (1970)

(12) Koenig, H. : Zum Aussagewert des röntgenologischen Urteils über den Gallenblasenreflex, vergleichende planimetrische Untersuchungen.
Zschr. inn. Med., Jahrgang **26**, Heft 18, 588 - 591, (1971)

(13) KNETSCH, A.: Beitrag zur sogenannten Septenbildung.
Fortschr. Röntgenstr. **77** , 587, (1952)

(14) KRATOCHWIL, A. und E. REINHOLD : Ultraschalldiagnostik (Tagungsbericht)
1. Auflage, Stuttgart, Thieme Verlag, (1978)

(15) KRATOCHWIL, A.: Ultraschalldiagnostik in der Inneren Medizin, Chirurgie und Urologie.
1. Auflage, Stuttgart, Thieme Verlag (1977)

(16) LINDENBRATEN, L.D. und I.O. KRUGLJAKOW : Röntgenphysiologie der Gallenblase.
Fortschr. Röntgenstr. **101** , 483 - 494, (1964)

(17) LÜNNING, M. und K. RAAB : Objektivierung eines lymphographischen Befundes hypoplastischer Lymphknoten durch Volumbestimmung nach Elke.
Fortschr. Röntgenstr. **118** , 565 - 568 , (1973)

(18) LUTZ, H.: Ultraschalldiagnostik (B - Scan) in der Inneren Medizin. Lehrbuch und Atlas.
Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag, 1. Aufl. (1978)

(19) PALMIERI : Sulla possibilità il cuore in plastica dal vivente con il sussidio dei raggi X.
Matt. di cuore Nr. 3, 1920

(20) PASCHETTA, V. et P. LECOMTE: Cholézystométrie et cholézystangiographie par voie orale.
Appar. dig. **45** , 199 - 209 , (1956)

(21) SAAKEL, L.R. und F. Heuck : Praktikable Methode zur Volumbestimmung aus dem Röntgenbild mit einem Kleinstrechner.
Biomedizinische Technik, **20**, Heft 3, 95 - 98, (1975)

(22) SCHINZ, H.R., W.E. BAENSCH, W. FROMMHOLD, R. GLAUNER, E. UEHLINGER, J. WELLAUER.:
Lehrbuch der Röntgendiagnostik.
Stuttgart, Thieme Verlag, 6. Auflage, (1965), Band V

(23) SCHOEN, D. und H. E. MAGNUS : Einfache Methode zur relativen und absoluten Röntgenplanimetrie.
Fortschr. Röntgenstr. **78** , 196 - 204, (1953)

(24) SCHREMS, H. : Röntgenschichtuntersuchung der Gallenblase.
Fortschr. Röntgenstr. **77** , 322 , (1952)

(25) SEYSS, R. : Zum Schichtungsphänomen im Bereich der Gallenwege.
Fortschr. Röntgenstr. **87** , 268, (1957)

(26) SIFFERT DE PAULA ET SILVA, G. : A simple Method for Computing the Volume of the Human Gallbladder.
Radiology, **52** , 94 - 102 , 1949

(27) WIESER, C.: Nouvelle Méthode de volumétrie en cours de l´épresse d`évacuation en cholézystographie.
Schweiz. med. Wschr. **84** , 149 - 153 , (1954)

Nachwort

Die Erstellung dieser Arbeit wäre ohne Hilfe und verständnisvolle Zusammenarbeit nicht möglich gewesen. Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. med. W. Frommhold, Tübingen, für die Themenstellung, sein Verständnis und seine wohlwollende Unterstützung.

Wertvolle Hinweise gaben Herr Dipl. Ing. Saakel , Professor Dr. med. Heuck und Frau Bast, Stuttgart.

Dank schulde ich auch meinem Vater für manch guten Rat und die Zurverfügungstellung der Röntgengeräte sowie Herrn Dr. Schmid, seinem Nachfolger, für seine Unterstützung.

Mein Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. med. A. Bohle und seinen Mitarbeitern für die Überlassung von Gallenblasen aus dem Sektionsgut.

Für Übersetzungsarbeiten danke ich meiner Mutter und Herrn cand. med. Kohler sowie Herrn Dr. Dr. Hübener für die Durchsicht dieser Arbeit.

Lebenslauf

Am 12. 6. 1952 wurde ich, Andreas Günter Ochs, als Sohn des Dr. med. Emil Ochs und der Dr. med. Ellen Ochs, geb. Steffens, in Karlsruhe geboren. 1956 eröffnete mein Vater in Rottweil am Neckar eine Röntgenpraxis. 1959 wurde ich in die Rottweiler Konrad - Witz - Schule eingeschult. Am 23. 4. 1969 wechselte ich an das altsprachliche Albertus - Magnus - Gymnasium in Rottweil, wo ich am 8. 6. 1971 die Reifeprüfung ablegte. Im Oktober 1971 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Universität Tübingen. Die naturwissenschaftliche Prüfung wurde am 3. 10. 1972, die Ärztliche Vorprüfung am 26. 3. 74 bestanden. Die erste und zweite Ärztliche Prüfung wurde am 25. 3. 75 und 19. 4. 77 abgelegt. Das Praktische Jahr absolvierte ich am Paracelsuskrankenhaus Ostfildern 1 mit dem Wahlfach Gynäkologie. Der dritte Teil der Ärztlichen Prüfung wurde am 24. 4. 1978 mit der mündlichen Prüfung vollständig bestanden. Die Approbationsurkunde wurde am 12. 6. 1978 ausgestellt.